

0/527417
PCT/JP03/11807

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

11 MAR 2005
22.10.03

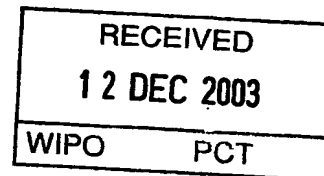
別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日
Date of Application: 2002年 9月20日

出 願 番 号
Application Number: 特願2002-276139
[ST. 10/C]: [JP2002-276139]

出 願 人
Applicant(s): 株式会社アイ. エス. テイ

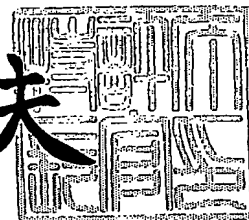


PRIORITY
DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

2003年11月27日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今井康夫



出証番号 出証特2003-3097819

【書類名】 特許願

【整理番号】 10207933

【提出日】 平成14年 9月20日

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 A61M 25/01

【発明の名称】 医療用ガイドワイヤーおよびその製造方法

【請求項の数】 11

【発明者】

【住所又は居所】 滋賀県大津市一里山5丁目13番13号 株式会社アイ
．エス．テイ内

【氏名】 阪根 信一

【発明者】

【住所又は居所】 滋賀県大津市一里山5丁目13番13号 株式会社アイ
．エス．テイ内

【氏名】 山田 弘志

【発明者】

【住所又は居所】 滋賀県大津市一里山5丁目13番13号 株式会社アイ
．エス．テイ内

【氏名】 古閑森 淳

【発明者】

【住所又は居所】 滋賀県大津市一里山5丁目13番13号 株式会社アイ
．エス．テイ内

【氏名】 青山 智栄

【特許出願人】

【識別番号】 391059399

【氏名又は名称】 株式会社 アイ．エス．テイ

【代理人】

【識別番号】 100095670

【弁理士】

【氏名又は名称】 小林 良平

【選任した代理人】

【識別番号】 100077171

【弁理士】

【氏名又は名称】 竹内 尚恒

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 019079

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【ブルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 医療用ガイドワイヤーおよびその製造方法

【特許請求の範囲】

【請求項1】 金属製ワイヤーの表面にフッ素樹脂被膜層が形成されている医療用ガイドワイヤーであって、

前記フッ素樹脂被膜層は、突出した凸状のフッ素樹脂部を含み、フッ素樹脂被膜と前記突出した凸状のフッ素樹脂部とは一体化焼結され、かつ前記凸状のフッ素樹脂部は滑らかな突起に形成されていることを特徴とする医療用ガイドワイヤー。

【請求項2】 前記フッ素樹脂被膜層および前記凸状のフッ素樹脂部が、ポリテトラフルオロエチレン (PTFE)、テトラフルオロエチレン-パーフルオロアルキルビニルエーテル共重合体 (PFA)、ポリクロロトリフルオロエチレン (PCTFE)、ポリ弗化ビニリデン (PVDF)、ポリ弗化ビニル (PVF)、テトラフルオロエチレン-ヘキサフルオロプロピレン共重合体 (FEP)、テトラフルオロエチレン-エチレン共重合体 (PETFE) から選ばれる少なくとも一つを含む請求項1に記載の医療用ガイドワイヤー。

【請求項3】 前記フッ素樹脂被膜層の厚みが、 $0.5\mu\text{m}$ 以上 $20\mu\text{m}$ 以下である請求項1または2に記載の医療用ガイドワイヤー。

【請求項4】 前記突起の平均高さが、 $0.1\mu\text{m}$ 以上 $20\mu\text{m}$ 以下である請求項1または2に記載の医療用ガイドワイヤー。

【請求項5】 前記フッ素樹脂被膜層表面は、平坦部と多数の凸部が混在している請求項1に記載の医療用ガイドワイヤー。

【請求項6】 前記凸状のフッ素樹脂部の密度が、平均1個/ 0.01mm^2 以上である請求項1～5のいずれかに記載の医療用ガイドワイヤー。

【請求項7】 金属製ワイヤーの表面にフッ素樹脂被膜層を形成した医療用ガイドワイヤーの製造方法であって、

フッ素樹脂ディスパージョン中に突起用フッ素樹脂粒子を混合してコーティング溶液を調製し、

前記溶液を前記金属製ワイヤーの表面に塗布し、前記フッ素樹脂ディスパージ

ヨンのフッ素樹脂の融点以上に加熱焼成することにより、

前記金属製ワイヤーの表面にフッ素樹脂被膜と前記フッ素樹脂被膜から突出した凸状のフッ素樹脂部とを一体化して滑らかな突起を形成することを特徴とする医療用ガイドワイヤーの製造方法。

【請求項 8】 前記フッ素樹脂ディスパージョン中の被膜用フッ素樹脂微粒子の存在量が、20～60重量%である請求項 7 に記載の医療用ガイドワイヤーの製造方法。

【請求項 9】 前記凸部形成用フッ素樹脂粒子の添加量を A、前記フッ素樹脂ディスパージョン中の固形分を B としたとき、 $[A / (A + B)] \times 100$ が 1～60 重量%である請求項 7 に記載の医療用ガイドワイヤーの製造方法。

【請求項 10】 前記凸部形成用フッ素樹脂粒子の平均粒子径が、0.5～50 μm である請求項 7～9 のいずれかに記載の医療用ガイドワイヤーの製造方法。

【請求項 11】 前記被膜用フッ素樹脂と前記凸部形成用フッ素樹脂粒子とは融点差があり、前記被膜用フッ素樹脂の融点の前記凸部形成用フッ素樹脂粒子の融点より低く、かつ焼成温度が前記凸部形成用フッ素樹脂粒子の融点より高い請求項 7～10 のいずれかに記載の医療用ガイドワイヤーの製造方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、検査及び治療において人体内へ直接、または血管を通して挿入されるカテーテルを誘導するために用いられる医療用ガイドワイヤーとその製造方法に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

人体に対する医療行為は患者に多大な負担を掛けるため、従来の切開術式に代わり体腔内へ直接カテーテル等の医療器具を挿入し、その状態において体内の検査また治療が導入されるようになってきた。このようにカテーテルを使用する場合、目的とする体内の部位まで導入するカテーテル内にガイドワイヤーを挿通さ

せ、ガイドワイヤーに誘導させてカテーテルを目的とする部位まで導くものである。

カテーテルを挿入する際にガイドとなるガイドワイヤーを先に挿入し、ガイドワイヤー沿いにカテーテルを体内に挿入するに際し、カテーテルとガイドワイヤーの隙間はクリアランスが狭く、また人体へ挿入する際に血液が流入し摩擦抵抗が生じて、カテーテル内周面にガイドワイヤーが密着したりしてトラブルが発生し易い。従って、ガイドワイヤーとカテーテルとの摩擦抵抗を下げるために、芯線となるガイドワイヤー上にフッ素樹脂をコーティングし、ガイドワイヤーがカテーテル内へ円滑に進行するように図られている（特許文献1）。

しかし、芯線表面にフッ素樹脂を平滑にコーティングしたガイドワイヤーは、フッ素樹脂が持つ低摩擦性によって摩擦抵抗は低下するものの、平滑であるために内周面に密着し、フッ素樹脂の効果は十分でなかった。そこで、更にカテーテルとガイドワイヤーとの摩擦抵抗を小さくするために、ガイドワイヤー自体の外周面に凹凸状に成形したり（特許文献2）、外側にヘリカルコイルを巻いた例（特許文献3～4）が提案されている。

【0003】

【特許文献1】 特開平3-41966号公報

【特許文献2】 特開平11-19217号公報

【特許文献3】 特開平11-178930号公報

【特許文献4】 特表2000-509641号明細書

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

しかし、前記従来例は、いずれの場合においても芯材を加工する必要がある、工程は複雑化し、さらに芯材の加工によるワイヤーの強度や弾性率等の特性の変化を起こしたり、また、芯材加工によるコストアップの問題もあり、摩擦抵抗もそれほど改善されていないという問題があった。

【0005】

本発明は、前記従来の問題を解決するため、製造コストが低く、強度に影響を与えず、かつ摩擦抵抗も低い医療用ガイドワイヤーおよびその製造方法を提供す

ることを目的とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】

前記目的を達成するため、本発明の医療用ガイドワイヤーは、金属製ワイヤーの表面にフッ素樹脂被膜層が形成されている医療用ガイドワイヤーであって、

前記フッ素樹脂被膜層は、突出した凸状のフッ素樹脂部を含み、フッ素樹脂被膜と前記突出した凸状のフッ素樹脂部とは一体化焼結され、かつ前記凸状のフッ素樹脂部は滑らかな突起に形成されていることを特徴とする。

【0007】

また本発明の医療用ガイドワイヤーの製造方法は、金属製ワイヤーの表面にフッ素樹脂被膜層を形成した医療用ガイドワイヤーの製造方法であって、

フッ素樹脂ディスパーション中に突起用フッ素樹脂粒子を混合してコーティング溶液を調製し、

前記溶液を前記金属製ワイヤーの表面に塗布し、前記フッ素樹脂ディスパーションのフッ素樹脂の融点以上に加熱焼成することにより、

前記金属製ワイヤーの表面にフッ素樹脂被膜と前記フッ素樹脂被膜から突出した凸状のフッ素樹脂部とを一体化して滑らかな突起を形成することを特徴とする医療用ガイドワイヤーの製造方法。

【0008】

【発明の実施の形態】

本発明において、フッ素樹脂被膜層と突出した凸状のフッ素樹脂部とは、一体化焼成されている。これにより、凸状フッ素樹脂粒子は滑らかな突起に形成され、これが摩擦抵抗を下げるのに寄与する。すなわち、滑らかな突起であれば、これと接触する物体（樹脂製チューブ）とは点接触になり、摩擦抵抗が下がる。この結果、カテーテルなどの医療用ガイドワイヤーに有用となる。

【0009】

前記において、滑らかな突起か否かは、走査型電子顕微鏡（SEM）により倍率220倍で観察して判断する。倍率があまりに小さいと（例えば肉眼観察）、多くの突起は相対的に滑らかに見え、逆に倍率があまりに高いと（例えば100

0倍)、多くの突起は相対的に急峻に見える。従って、倍率を決めることは重要である。なお、220倍の倍率であれば、例えば直径約0.35mm程度の医療用ガイドワイヤーの直径部分が1視野に入るので、直径部分の全体観察ができるので都合が良い。

【0010】

フッ素樹脂被膜層およびフッ素樹脂突起は、ポリテトラフルオロエチレン(PTFE)、テトラフルオロエチレン-パーフルオロアルキルビニルエーテル共重合体(PFA)、ポリクロロトリフルオロエチレン(PCTFE)、ポリ弗化ビニリデン(PVDF)、ポリ弗化ビニル(PVF)、テトラフルオロエチレン-ヘキサフルオロプロピレン共重合体(FEP)、テトラフルオロエチレン-エチレン共重合体(PETFE)から選ばれる少なくとも一つを含むことが好ましい。この中でもポリテトラフルオロエチレン(PTFE)およびテトラフルオロエチレン-パーフルオロアルキルビニルエーテル共重合体(PFA)から選ばれる少なくとも一つであることが好ましい。融点が比較的高く、人体に安全だからである。

【0011】

前記フッ素樹脂被膜層の厚みが、 $0.5\mu\text{m}$ 以上 $20\mu\text{m}$ 以下であることが好ましい。この厚さであれば、ワイヤーの医療操作に影響を与えないからである。また、前記突起の平均高さが、 $0.1\mu\text{m}$ 以上 $20\mu\text{m}$ 以下であることが好ましい。この範囲であれば摩擦を低くするのに好適である。また、前記フッ素樹脂被膜層表面は、平坦部と多数の凸部が混在していることが好ましい。このような形態は、摩擦性の向上に好適である。さらに、前記凸状のフッ素樹脂部の密度が、平均1個/ 0.01mm^2 以上であることが、摩擦を下げるために好ましい。

【0012】

また、フッ素樹脂被膜層表面の凸状の突起形状を望ましいものにし、滑り性を向上させるためには、ワイヤー表面にフッ素樹脂をコーティングし焼成することにより、フッ素樹脂被膜層は溶融し平坦部分を形成し、突起用フッ素樹脂粒子も焼成により溶融一体化するが、焼成後も滑らかな粒子形状をとどめて凸部分を形成し、滑り性に寄与させることが好ましい。そのためにはフッ素樹脂ディスパー

ジョンは未焼成フッ素樹脂粒子を液体中に分散させたものが好ましく、また前記突起用フッ素樹脂粒子は焼成された粒子を混合することが好ましい。

【0013】

また融点の異なるフッ素樹脂を混合することも好ましく、融点の低いフッ素樹脂ディスパージョンにそれよりも融点の高いフッ素樹脂粒子を混合することによりフッ素樹脂粒子の溶融変形を抑え滑り性の優れたフッ素樹脂被膜層を形成することができる。例えばFEP（融点255～265℃）やPFA（融点305℃）のディスパージョンに突起用PTFE（融点327℃）粒子を混合したものや、未焼成PTFEディスパージョンに焼成された突起用PTFE粒子を混合することができ、条件によってこれらを種々組み合わせることができる。

【0014】

また本発明の医療用ガイドワイヤーの製造方法は金属製ワイヤーの表面にフッ素樹脂層を成形した医療用ガイドワイヤーの製造方法であって、フッ素樹脂ディスパージョンの中に突起用フッ素樹脂粒子を混合してコーティング溶液を調整し、前記溶液を前記金属製ワイヤーの表面に塗布し、前記フッ素樹脂ディスパージョンの融点以上に加熱焼成することにより前記金属製ワイヤーの表面にフッ素樹脂被膜と前記フッ素樹脂被膜から突出した凸状のフッ素樹脂部とを一体化して滑らかな突起を形成する。

【0015】

ガイドワイヤー表面へのフッ素樹脂ディスパージョンの塗布方法は刷毛塗り、スプレーなどいずれの方法でも良いが、均一に塗布するためにはディッピング方法が好ましい。またフッ素樹脂の焼成温度は300～450℃になるためフッ素樹脂コーティングワイヤーを焼成後、フッ素樹脂の溶融状態から急冷することにより、金属性ワイヤーが焼鈍され剛性を失うことを防ぐことができるとともに、フッ素樹脂層も急冷されることにより硬い被膜層を得ることができる。ここで急冷とは、フッ素樹脂の溶融状態から50～100℃/秒程度の速度で冷却することをいう。好ましい条件は金属性ワイヤーの線径や材質あるいはフッ素樹脂の厚み、焼成温度などによって決めることができる。

【0016】

本発明方法においては、前記フッ素樹脂ディスパージョン中の被膜用フッ素樹脂微粒子の存在量が、20～60重量%であることが好ましい。前記の範囲であれば、ディスパージョンとして安定である。

【0017】

また、前記凸部形成用フッ素樹脂粒子の添加量をA、前記フッ素樹脂ディスパージョン中の固形分をBとしたとき、 $[A / (A + B)] \times 100$ が1～60重量%であることが好ましい。好ましい低摩擦性を付与するためである。前記フッ素樹脂ディスパージョン中の被膜用フッ素樹脂微粒子の平均粒子径は、光散乱法の測定で約0.20～0.30 μm が好ましい。前記突起用フッ素樹脂粒子の平均粒子径は、0.5 μm 以上50 μm 以下であることが好ましい。この範囲であれば摩擦を低くするのに好適である。なお、突起用フッ素樹脂粒子の直径がフッ素樹脂被膜の厚みより大きい場合は、被膜用フッ素樹脂と一体化焼結されるので、ほとんどは溶融変形して滑らかな突起となる。突起用フッ素樹脂粒子の直径がフッ素樹脂被膜の厚みより小さい場合は、突起用フッ素樹脂粒子の添加量を多くし、粒子を積層させることにより被膜から突出させる。

【0018】

本発明において、金属製ワイヤーは、太さがストレート状または先端先細のテーパ状のものに好適に適用できる。材料は超弾性合金が好ましく、例えばTi-Ni(Ni:49-51 atomic%, Ti-Niに第3元素を添加したものも含む), Cu-Al-Zn(Al:3-8 atomic%, Zn:15-28 atomic%), Fe-Mn-Si(Mn:30 atomic%, Si:5 atomic%), Cu-Al-Ni(Ni:3-5 atomic%, Al:28-29 atomic%), Ni-Al(Al:36-38 atomic%), Mn-Cu(Cu:5-35 atomic%), Au-Cd(Cd:46-50 atomic%)などである。これらの合金は、超弾性合金または形状記憶合金として知られている。この中でもTi-Ni合金が好ましい。太さは組み合わせて使用されるカテーテルの内径によって選定することが好ましい。具体的には約0.3mm～約1mm程度の径のワイヤーがよく利用される。

【0019】

【実施例】

以下実施例を用いて、本発明をさらに具体的に説明する。

(実施例1)

長さ 2 m、直径 0.35 mm の Ti-Ni (Ni:49-51 atomic%) 超弾性合金ワイヤーに、粘度 110 c p (23℃) に調整したプライマーを乾燥後の厚さで約 1 μ m の厚さにコーティングし、10 分間常温で自然乾燥した。その後、150℃で 30 分間加熱した。

別に、P T F E からなるフッ素樹脂微粒子の平均直径が光散乱法の測定で約 0.20 μ m である被膜用フッ素樹脂ディスパージョンを用いた。フッ素樹脂固形分濃度は 55 重量%であった。このディスパージョンに突起形成用 P T F E 粒子 (平均粒子径約 9 μ m) を前記ディスパージョンのフッ素樹脂重量に対して 20 重量%添加して混合し、これをコーティング液とした。

このコーティング液を、前記プライマーをコートしたワイヤーにコーティングし、1 分間常温で自然乾燥し、200℃で 10 分間加熱し、その後 450℃で 1 分間焼結し、室温まで冷却した。フッ素樹脂被膜層の平滑な部分の厚さは約 5 μ m、突起部の高さ約 2 μ m であった。

このようにして得られたフッ素樹脂被覆ワイヤーの外観を図 1 (A) に示す。図 1 (A) は走査型電子顕微鏡 (S E M) により倍率 220 倍で観察した写真である。図 1 (A) から明らかなとおり、フッ素樹脂被膜層とそのフッ素樹脂被膜層表面に少なくとも平均 1 個/0.01 mm²以上の割合で凸状物が成形され、フッ素樹脂粒子とフッ素樹脂が一体化焼成され、凸状フッ素樹脂粒子は滑らかな突起に形成されていることがわかる。

図 1 (B) は、図 1 (A) の断面図である。フッ素樹脂被覆ワイヤー 1 は、超弾性合金ワイヤー 11 の表面に、プライマー層 12 とフッ素樹脂被膜層 13 とフッ素樹脂粒子による突起 14 が一体化焼結されていた。

得られたフッ素樹脂被覆ワイヤーの摩擦抵抗を測定した。測定方法は図 2 に示すように、直径 90 mm の金属製ローラー 3 にポリウレタン樹脂製チューブ (内径 2.5 mm、外径 4.0 mm 長さ 200 mm) 2 を半周分にわたり接着固定しこのローラー 3 を引張試験機の固定チャック 7 に取り付けた。

その後前記フッ素樹脂被覆ワイヤー 1 を前記ポリウレタン樹脂チューブに挿入しワイヤーの一方を引張試験機 5 のクリップ 4 に固定し、他方はフリーの状態で矢印 6 の方向に 1 分間に 50 mm の速度で引張り、このときの荷重を測定するこ

とによりワイヤー1とポリウレタン樹脂製チューブとの摩擦抵抗を測定した。引張り強さが小さいほど摩擦抵抗は小さいことになる。この結果、実施例1のワイヤーの摩擦抵抗は2.0gであった。

【0020】

(実施例2)

実施例1において被膜用フッ素樹脂ディスパージョンにPTFEよりも融点が高いPFA微粒子分散ディスパージョンを用い、フッ素樹脂被膜形成時の焼成温度を変更した以外は実施例1と同様に実験を行った。PFA微粒子分散ディスパージョンに突起形成用PTFE粒子(平均粒子径約 $9\mu\text{m}$)をフッ素樹脂重量に対して20重量%添加して混合し、長さ2m、直径0.35mmの超弾性合金ワイヤーにコーティングした。コーティング終了後、1分間常温で自然乾燥し、200℃で10分間加熱し、その後380℃で1分間焼結し、室温まで冷却した。フッ素樹脂被膜の平らな部分の厚さは約 $5\mu\text{m}$ 、突起部の高さ約 $3\mu\text{m}$ であった。また、実施例2のワイヤーの摩擦抵抗は1.8gであった。

【0021】

(比較例1)

実施例1において、突起形成用PTFE粒子をフッ素樹脂ディスパージョンに添加しなかった以外は、実施例1と同様にフッ素樹脂被膜を形成した。

フッ素樹脂被覆ワイヤーの外観を図3に示す。図3は走査型電子顕微鏡(SEM)により倍率220倍で観察した写真である。図3から明らかなとおり、均一な厚さのフッ素樹脂被膜層が形成されていた。

このフッ素樹脂被覆ワイヤーの摩擦抵抗を実施例1と同様に測定したところ、ワイヤーの摩擦抵抗は4.2gであった。

【0022】

(比較例2)

平均粒子径 $9\mu\text{m}$ のPTFE粒子をワイヤー表面に粉体塗装し450℃の温度で1分間フッ素樹脂を焼成した。

フッ素樹脂被覆ワイヤーの外観を図4に示す。図4は走査型電子顕微鏡(SEM)により倍率220倍で観察した写真である。図4から明らかなとおり、フッ

素樹脂被膜層は凸凹状であった。

このフッ素樹脂被覆ワイヤーの摩擦抵抗を実施例 1 と同様に測定したところ、ワイヤーの摩擦抵抗力は 3.4 g であった。

以上の実施例および比較例から明らかなとおり、本発明のフッ素樹脂被膜層と突起形成用フッ素樹脂粒子とが一体化焼成され、凸状フッ素樹脂粒子が滑らかな突起に形成されているワイヤーは、摩擦抵抗値がもっとも低かった。

【0023】

【発明の効果】

以上説明したとおり、本発明の医療用ガイドワイヤーは、フッ素樹脂被膜層とその表面から突出したフッ素樹脂突起とが一体化焼成され、凸状部は滑らかな突起に形成されているため、カテーテルとガイドワイヤーとの摩擦抵抗を低減させることができ、カテーテルの体内挿入の操作が容易になる。また、芯材それ自体は変形などの加工をする必要がないので、芯材の持つ強度、弾性率などの特徴をそのまま生かすことができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 (A) は本発明の実施例 1 で得られたフッ素樹脂被覆ワイヤーの SEM 写真外観図 (220 倍)、(B) は (A) の断面図である。

【図 2】 本発明の一実施例の摩擦抵抗値を測定する方法を示す説明図。

【図 3】 本発明の比較例 1 で得られたフッ素樹脂被覆ワイヤーの SEM 写真外観図 (220 倍)。

【図 4】 本発明の比較例 2 で得られたフッ素樹脂被覆ワイヤーの SEM 写真外観図 (220 倍)。

【符号の説明】

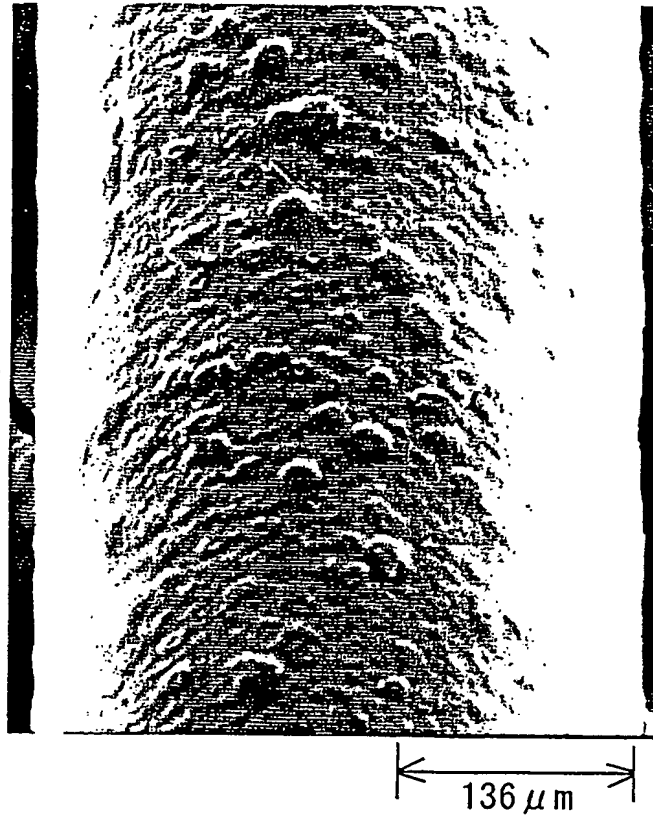
- 1 フッ素樹脂被覆ワイヤー
- 2 樹脂製チューブ
- 3 ローラー
- 4 クリップ
- 5 引張試験機
- 7 固定チャック

- 1 1 超弾性合金ワイヤー
- 1 2 プライマー層
- 1 3 フッ素樹脂被膜層
- 1 4 フッ素樹脂粒子による突起

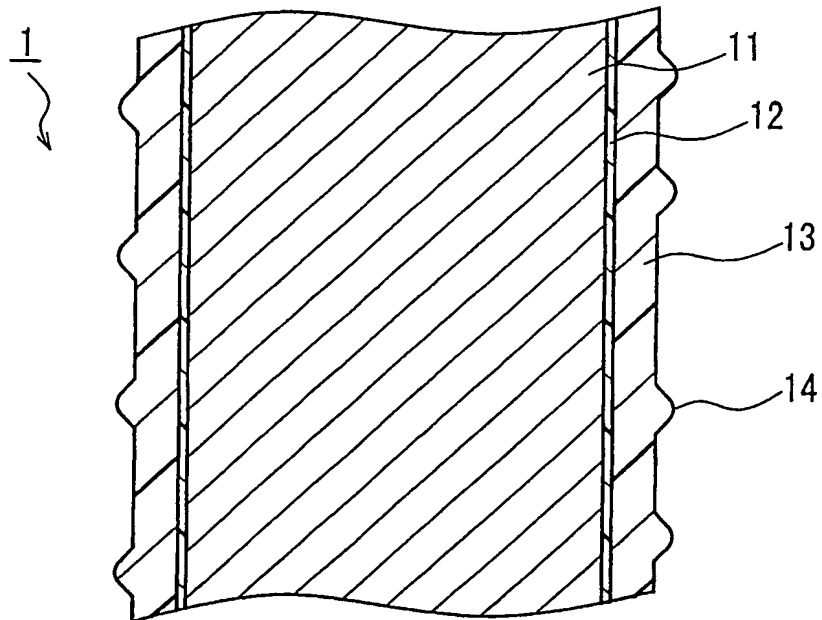
【書類名】 図面

【図 1】

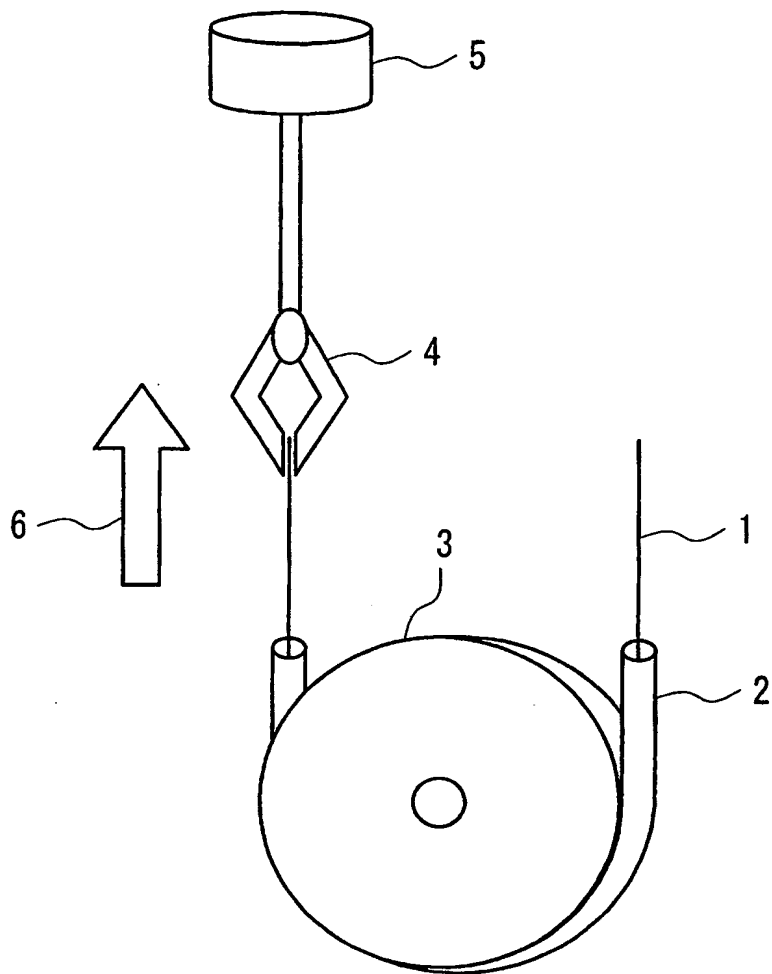
(A)



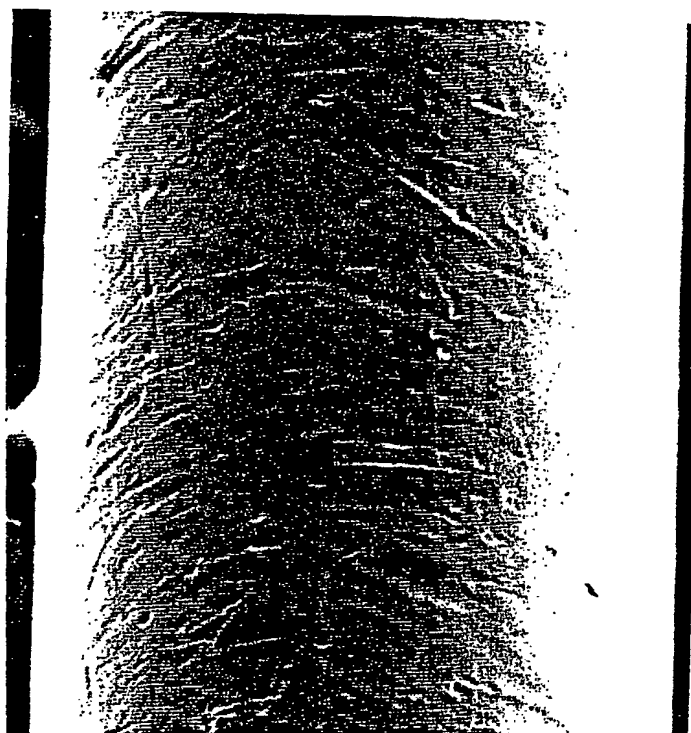
(B)



【図 2】

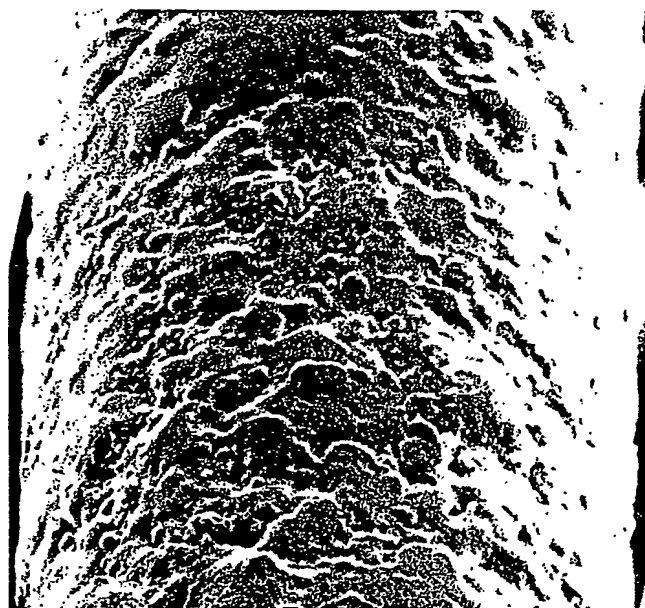


【図3】



136 μ m

【図 4】



136 μ m

【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 製造コストが低く、強度に影響を与えず、かつ摩擦抵抗も低い医療用ガイドワイヤーおよびその製造方法を提供する。

【解決手段】 金属製ワイヤーの表面にフッ素樹脂被膜層(13)が形成されている医療用ガイドワイヤー(1)であって、フッ素樹脂被膜層(13)から突出した凸状のフッ素樹脂突起(14)がフッ素樹脂被膜層(13)と一体化焼結され、かつ滑らかな突起(14)に形成されている。この被膜は、フッ素樹脂ディスパージョン中に突起用フッ素樹脂粒子を混合してコーティング溶液を調製し、前記溶液を前記金属製ワイヤーの表面に塗布し、前記フッ素樹脂ディスパージョンのフッ素樹脂の融点以上に加熱焼成することにより形成できる。

【選択図】 図1

特願 2002-276139

出願人履歴情報

識別番号

[391059399]

1. 変更年月日

1991年 9月30日

[変更理由]

新規登録

住 所

滋賀県大津市一里山5丁目13番13号

氏 名

株式会社アイ. エス. テイ